

⑱ 特許公報 (B2)

昭62-19854

⑲ Int.Cl.

A 61 B 8/06

識別記号

厅内整理番号

7437-4C

⑳ 公告 昭和62年(1987)5月1日

発明の数 2 (全14頁)

㉑ 発明の名称 医用超音波パルスドップラ計測装置

前置審査に係属中

㉒ 特願 昭53-117102

㉓ 公開 昭55-42666

㉔ 出願 昭53(1978)9月22日

㉕ 昭55(1980)3月26日

㉖ 発明者 穂垣 正暢 横浜市港北区綱島西2-21-9

㉗ 発明者 幸田 学 東京都杉並区高井戸東2丁目16の11

㉘ 発明者 石井 卓郎 大阪市東淀川区淡路新町3-2 淡路ビル 4階2号

㉙ 出願人 穂垣 正暢 横浜市港北区綱島西2-21-9

㉚ 代理人 弁理士 中村 稔 外3名

㉛ 審査官 西川 正俊

1

2

㉕ 特許請求の範囲

1 所定の繰り返し周波数の、狭幅のパルスによつて探触子に超音波振動を与えて被検生体に超音波エネルギーを入射し、前記繰り返し周波数の周期の間に現れる、探触子からのエコー信号を検波し、検波したエコー信号の感心区間の部分のドップラシフト信号を求めるゲートが設けられている、生体内の脈管系等の流体の流れを計測する医用超音波パルスドップラ計測装置において、

前記繰り返し周波数の周期の間で直線的に傾斜するレンジ信号を形成する手段と、このレンジ信号を前記感心区間に對応するサンプル深さレベルと比較する手段と、レンジ信号とサンプル深さレベルとの交点の部分で狭幅のパイロットパルスを形成する手段と、検波されたエコー信号が入力され且つ前記パイロットパルスによってサンプリング動作を行うサンプルホールド手段と、サンプルホールド手段の出力を受けて前記サンプル深さレベルを形成する手段と、前記パイロットパルスから前記感心区間に對応する幅のパルス状のレンジゲート信号を形成し、該レンジゲート信号を前記ゲートの制御端子に入力する手段とから成ることを特徴とする医用超音波パルスドップラ計測装置。

2 前記ゲートを含み、レンジゲート信号と検波されたエコー信号と基準キャリア信号との3信号を乗積演算する手段を備えた特許請求の範囲第1項記載の装置。

3 パイロットパルスを所定の時間遅らしたり、早めたりする手段が設けられている特許請求の範囲第1項記載の装置。

4 レンジゲート信号をパイロットパルスの前に発生させる手段が設けられている特許請求の範囲第3項記載の装置。

5 所定の繰り返し周波数の、狭幅のパルスによつて探触子に超音波振動を与えて被検生体に超音波エネルギーを入射し、前記繰り返し周波数の周期の間に現れる、探触子からのエコー信号を検波し、検波したエコー信号の感心区間の部分のドップラシフト信号を求めるゲートが設けられている、生体内の脈管系等の流体の流れを計測する医用超音波パルスドップラ計測装置において、

10 前記繰り返し周波数の周期の間で直線的に傾斜するレンジ信号を形成する手段と、このレンジ信号を前記感心区間に對応するサンプル深さレベルと比較する手段と、レンジ信号とサンプル深さレベルとの交点の部分で狭幅のパイロットパルスを形成する手段と、前記ゲートを通過したエコー信号を受けてこの信号をエコー信号に對応したサンプル深さレベル信号に形成する手段と、前記パイロットパルスから前記感心区間に對応する幅のパルス状のレンジゲート信号を形成し、該レンジゲート信号を前記ゲートの制御端子に入力する手段とから成ることを特徴とする医用超音波パルスドップラ計測装置。

15 前記繰り返し周波数の周期の間で直線的に傾斜するレンジ信号を形成する手段と、このレンジ信号を前記感心区間に對応するサンプル深さレベルと比較する手段と、レンジ信号とサンプル深さレベルとの交点の部分で狭幅のパイロットパルスを形成する手段と、前記ゲートを通過したエコー信号を受けてこの信号をエコー信号に對応したサンプル深さレベル信号に形成する手段と、前記パイロットパルスから前記感心区間に對応する幅のパルス状のレンジゲート信号を形成し、該レンジゲート信号を前記ゲートの制御端子に入力する手段とから成ることを特徴とする医用超音波パルスドップラ計測装置。

6 検波されたエコー信号と基準キャリア信号とを乗積演算する手段を備えたことを特徴とする特許請求の範囲第5項記載の装置。

7 ゲートの出力とサンプル深さレベル形成手段の入力との間には、帰還特性の補償手段が設けられている特許請求の範囲第6項記載の装置。 5

発明の詳細な説明

産業上の利用分野

本発明は、医用超音波パルスドプラ計測装置に 10 関し、特に、生体の血流計測に適したパルスドプラ計測装置に関する。

従来の技術

医用超音波計測装置は、生体特に人体等を手術等によつて傷つけることなくその目的とする部位(これを感心部位といい、計測装置のデータのサンプル点であるので、計測装置にとつてのサンプリングサイトとなる)の情報を得ることができ、また探触子とよばれる小さな器具を生体の外面に当てるだけの簡単な操作であるので、現在の医用診断では多く用いられている。この医用超音波計測装置の中で、医用超音波ドプラ計測装置は、生体の血流計測に適している。これは、ドプラ法を用いない一般的の医用超音波計測装置では血流の速度情報が得られないためである。この超音波ドプラ計測装置には、連続波(CWと略称されることが多い)ドプラ計測装置と変調波ドプラ計測装置とがあり、また、変調波ドプラ計測装置には、パルスドプラ計測装置とM系列変調波ドプラ計測装置とがある。連続波ドプラ計測装置は、装置が簡単になるものの、血管の深さ等を知ることができない、すなわち距離分解能がないという欠点があり、現在では、感心部位すなわちサンプリングサイトだけを選択的に血流計測できる変調波ドプラ計測装置が多く使用されるようになつている。また変調波ドプラ計測装置の中でも、パルス技術の 35 発達によつて超音波パルスドプラ計測装置が多く使用されている。本発明は、この超音波パルスドプラ計測装置を改良せんとするものである。

医用超音波パルスドプラ計測装置の基本的な構成は「医用超音波機器ハンドブック(社団法人日本電子機械工業会編、株式会社コロナ社発行)」の第103頁他に示されている。概略的に述べると、探触子と、探触子に超音波信号を与えて探触子から超音波信号を発生させる発振器と、探触子

で受けた生体からのエコー信号を検波する検波器と、この検波器の出力を所定のタイミングでサンプリングするゲートとを備え、ゲートの作動時間から一定時間遅延させた一定の幅(すなわちレンジ)のゲート時間でエコー信号をサンプリングするようになつている。なお、遅延時間は感心部位すなわちサンプリングサイトの位置に合わせて定められ、ゲート時間はサンプリングすべき区間を定めるので、このゲート時間をレンジゲートともいう。

ゲートからの出力信号は、フィルタ等によつて更に処理されて、スピーカやレコーダやCRT等のディスプレイ等に感心部位すなわちサンプリングサイトの血流や心臓や血管系の情報が出力され 15 表示され、医学上の判断が行われる。

なお、ドプラシフトした周波数 f_d は以下の式によつて導かれることが知られている。

$$f_d = \frac{2v}{c} f_0 \cos \theta$$

20 式中、 c は生体内の音速、 f_0 は探触子からの信号周波数、 θ は超音波信号の入射角である。この式から、ドプラシフト周波数 f_d により、生体内の移動物質の速度 v を知ることができる。

発明が解決しようとする問題点

25 生体、特に心臓や血管系(脈管系と呼ばれる)は固有の拍動を有し、この拍動につれて感心部位すなわちサンプリングサイトが変化する、医用超音波パルスドプラ計測装置では、このサンプリングサイトの位置は、前記のレンジゲートの遅延時間によつて定められるのであるが、従来のパルスドプラ計測装置では、遅延時間をサンプリングサイトの変化に従つて自動的に変化させるものではなく、このため必要とするデータに誤りを生じていた。

30 従来、この拍動によるサンプリングサイトの変動に対処するため、ゲート時間すなわちレンジゲートを拡大してサンプリングの範囲を拡げたりしたが、計測速度が広がつてしまい、局所の情報を得るには好ましくなかつた。この欠点を解消せんと種々の努力がなされている。例えば、日本超音波医学会発行の雑誌「超音波医学」1978年4月号の第129頁以降には、拍動に伴うサンプリングサイトの変化が既知であるものとして取り扱い、これによつてレンジゲートの位置を変化させようと

する超音波パルスドプラ計測装置が開示されている。しかし、この装置は、拍動に伴うサンプリングサイトの変化が既知であるものとして取り扱っているので、実際の拍動の変化によるサンプリングサイトの変化に対応できず、充分なものではなかつた。

従つて、本発明の目的は、脈管系の拍動等に伴つてサンプリングサイトの位置が変化しても、そのサンプリングサイトに確実に追従できる超音波パルスドプラ計測装置を提供するにある。

問題点を解決するための手段

かかる目的を達成するため、本発明によれば、所定の繰り返し周波数の、狭幅のパルスによって探触子に超音波振動を与えて被検生体に超音波エネルギーを入射し、前記繰り返し周波数の周期の間に現れる、探触子からのエコー信号を検波し、検波したエコー信号の感心区間の部分のドップラシフト信号を求めるゲートが設けられている。生体内の脈管系等の流体の流れを計測する医用超音波パルスドプラ計測装置であつて、前記繰り返し周波数の周期の間で直線的に傾斜するレンジ信号を形成する手段と、このレンジ信号を前記の感心区間に対応するサンプル深さレベルと比較する手段と、レンジ信号がサンプル深さレベルを切る点で狭幅のバイロットパルスを形成する手段と、検波されたエコー信号が入力され且つバイロットパルスによつてサンプリング動作を行うサンプルホールド手段と、サンプルホールド手段の出力を受けて一定のサンプル深さレベルを形成する手段と、前記バイロットパルスから前記感心区間に対応する幅のパルス状のレンジゲート信号を形成し、該レンジゲート信号を前記ゲートの制御端子に入力する手段とから成ることを特徴とする医用超音波パルスドプラ計測装置が提供される。

また、本発明によれば、上記のような医用超音波パルスドプラ計測装置であるが、前記のサンプルホールドをなくし、前記ゲートを通過したエコー信号を受けてこの信号をエコー信号に対応したサンプル深さレベル信号に形成する手段と、前記バイロットパルスから前記感心区間に対応する幅のパルス状のレンジゲート信号を形成し、該レンジゲート信号を前記ゲートの制御端子に入力する手段とから成ることを特徴とする医用超音波パルスドプラ計測装置が提供される。

実施例

以下、本発明の実施例について、図面を参照しながら説明するが、その前に、第1図及び第2図を参照しながら本発明の原理の説明を行う。

5 血流計測のための超音波パルスドプラ計測装置では、血液からのエコーの強度が周辺の組織や血管壁に比してかなり小さい。他方、血液すなわち血流でのドップラシフト幅は他の部位に比して最も高く、この部位こそが血流計測の対象となる感心10 部位となる。一般に、エコーの強度は、周辺の組織や血管壁等の固定対象物のものが、血流等の運動対象物のものより60dB近くあることが知られている。従つて、目的とする血流等のエコーの強度は、雑音レベルに近い微弱な信号レベルになつ15 てしまう。また、この血流等のエコー信号には、ドップラシフトの幅が大きい信号成分と、振幅のやや大きいクラツタと呼ばれる、雑音ではないが目的とする信号ではない成分（本書では、このクラツタがレーダのグラウンドクラツタに似ているためグラウンドクラツタと称する）が含まれる。

20 医用超音波パルスドプラ計測装置では、目的とする部位すなわちサンプリングサイトを定め、このサンプリングサイトのエコーを抽出するようにレンジゲートを定めれば、目的とする微弱なエコー信号だけを取り出すことができる。しかし、脈管系では拍動の変化によつてサンプリングサイトが変動するので、既に述べた通り、レンジゲートを固定した従来のパルスドプラ計測装置では確実な血流計測を行うことが困難である。

25 そこで本発明では、血流計測におけるサンプリングサイトが脈管系の解剖学的“地理（ロケーション）”上の固定部位であることを考慮して、レベルは高いが脈管系の構造物が拍動しうる程度のゆつくりとした動きで成るエコーすなわちグラウンドクラツタに着目し、このクラツタの位相の変動に従つてレンジゲートを追従させる。このようにすることにより、雑音レベルに近い微弱な信号レベルではあつても、ドップラシフト幅の大きいエコー成分が拍動の変動の影響なく取り出せる。

30 40 この点について、第1図及び第2図の波形図を用いてさらに詳しく説明する。第1図において、波形1は、超音波パルスドプラ計測装置の探触子から発せられる超音波を含む一定幅の送波パルスであり、一定の時間間隔で生体の脈管系等に向け

て送られる。波形2は、探触子が受信した脈管系からのエコー信号であつて、探触子自身の内部反射を含む極く近距離のエコーで成る領域aと、中距離乃至遠距離にある目標対象物（すなわちサンプリングサイト）のエコーを含む領域bと、主として雑音で成る低いレベルの領域cとから成る。本発明の医用超音波パルスドプラ計測装置で取り扱われる領域は、上記の領域の内、領域bのエコー成分であつて、このエコー領域bの中でもサンプリングサイトの追従のために用いられるのは、10 朱小区間Aである。小区間Aには、第1図の波形5aに拡大して示すように、やや大きい振幅Bのグラウンドクラッタが現れており、このクラッタ、波形5bに示すように、拍動等の変動によつて僅かに位相が変動すなわちずれる。波形3は小区間Aの開始端を定める極めて短い幅のバイロットパルスとなるものでサンプリングサイトの距離に合わせた遅延時間を定めるパルスである。また波形4は小区間Aの幅を定めるバイロットパルスより幅広の所定の範囲すなわちレンジゲートを定めるパルスであつて、立ち上がり時間は、バイロットパルス3によつて定められる。このパルス4で波形2のエコー信号をゲートすれば、波形5aまたは5bの信号が得られる。

第2図は、本発明によつて作られる、バイロットパルス3及びレンジゲートパルス4の作成の詳細を示す波形図である。送波パルスは、第2図の波形1に示すインパルス形状の狭幅パルス T_{w} であつてもよく、波形1'に示すやや広幅のパルス $T_{\text{w}k}$ であつてもよい。この送波パルスは、探触子に送られて超音波信号をサンプリングサイトに送る。また、送波パルスは適当な定数の定率積分器によつて処理され、一定勾配の直線となる波形6のレンジ信号が作られる。レンジ信号6は、時間軸に対して一定の勾配を有しているので、その高さがエコー源の深さを表すことになる。従つて、サンプリングサイトのサンプル深さとしての所定のレベル（波線8）とレンジ信号6とを比較することにより、波形7の方形波を得る。該波形7の立ち下がりが、レンジ信号6とレベル8との交点すなわち求めるサンプル点であるので、この立ち下がりで、バイロットパルス3が作られる。このパルス3は、例えば、モノマルチ等によつて一定幅のレンジゲート信号4を作るのに用いられる。

このレンジゲート信号の幅は、目的とする感心部位の容量すなわちサンプリングサイトのサンプルボリュームによつて定まる。このようにして、バイロットパルス3及びレンジゲート信号4が作られる。

なお、レンジ信号6は、エコー信号が時間とともに減少するのを補償するようにゲインをあげるTGC (Time Gain Compensationの略称、これはまたSTCとも呼ばれる) 信号としても利用できる。また、超音波パルスドプラ計測装置では、エコー信号の補償のためにTGC回路が設けられることがあり、レンジ信号6としては、この回路のTGC信号を利用してもよい。

第3図及び第4図を参照しながら、本発明の超音波パルスドプラ計測装置の1実施例について説明する。発振器40は、超音波パルスドプラ計測装置の中心周波数信号すなわち基準キャリア周波数信号を連続的に出力する。この発振器40は、発振周波数の安定のため水晶発振子を用いるのが好ましい。発振器40の出力、カウンタ41に入力され、ここでカウントダウンされ、パルス繰り返し周波数 (PRFと呼ばれる) の一定間隔のパルスをトリガパルス発生器42に送る。トリガパルス発生器42は、送波パルス発生器43を駆動して超音波信号を探触子TDに送り、探触子TDを駆動させる。

探触子TDは、例えば生体の脈管系のエコーを受波して、そのエコー信号を検波器44に送る。検波器44で第1図及び第3図の波形2に示されるエコー信号が得られ、これが可変ゲイン増幅器45に送られる。可変ゲイン増幅器45のゲイン制御端子には第2図の波形6に示されるのと同じ波形のTGC信号が入力される。

このTGC信号は、第2図のゲイン信号6を作ると同様に、トリガパルス発生器42の信号を定率積分器46によつて処理することによつて得られる。TCC信号によつて可変ゲイン増幅器45のゲインが制御されて、その増幅器のゲインが経時的に増大させられ、第1図及び第3図の波形2のエコー信号の遠距離側の減少を補償している。可変ゲイン増幅器45の信号は、平衡復調器 (B. DEMと略称されることもある) 53に送られる。復調器45には、基準キャリア周波数信号を発する発振器40からの基準キャリア信号も入力

され、両信号から、所定のバイポーラビデオ信号が形成されるのが好ましく、これが増幅器を介して表示装置等に出力される。また通常のビデオ信号すなわちユニポーラビデオ信号をつくるため、可変ゲイン増幅器45の出力を所定のビデオ検波器55によって処理して、この信号を増幅器を介して出力するようにしてもよい。

更に、平衡復調器53の出力は、スイッチまたはアナログゲート52に入力される。ゲート52は、モノマルチ51から送られてくるレンジゲート信号によってそのオン・オフが制御される。このレンジゲート信号の作成回路については後述する。スイッチまたはゲート52の出力は低減通過フィルタ(LPF)54に送られ、このフィルタ54で目標とするサンプリングサイトのドップラ信号が得られ、このドップラ信号や、上記のバイポーラビデオ信号あるいはユニポーラビデオ信号が、血流計測あるいは脈管系の所定のデータとして医用診断に利用される。

第1図及び第2図を参照して説明したように、本発明においては、ドップラ信号を得るための、ゲート52の制御信号すなわちレンジゲート信号が脈管系の拍動とともになつてサンプリングサイトが変動してもその変動に自動的に追従できるように作られている。

このレンジゲート信号の発生のため、第4図において、定率積分器46のTGC信号が第2図のレンジ信号6として用いられ、これが比較器47の一方の入力に送られる。比較器47の他方の入力には、サンプリングサイトのサンプル深さを表すレベル(第2図のレベル8に相当)信号が入力されている。比較器47の出力は、第2図及び第3図の波形7の方形波信号となり、この信号が微分器48に入力され、ここで方形波信号の立ち下がりが微分され、第1図～第3図の波形3に示すバイロットパルスが作られる。このバイロットパルスは、モノマルチ51に送られて一定幅のレンジゲート信号が作られ、これがゲート52の制御端子に送られる。

ところで、比較器47へ入力されるサンプル深さレベルは、脈管系の拍動に伴う感心部位すなわちサンプリングサイトの変動によって変動する。従つて、本発明では、サンプル深さレベルを、サンプリングサイトの変動に追従して変化させてい

る。このため、可変ゲイン増幅器45の出力が、サンプルホールド回路49に入力され、このサンプルホールド回路49の制御端子に、バイロットパルスが入力される。これによつて、可変ゲイン増幅器45からのエコー信号が、バイロットパルスによってサンプリングされる。このサンプリングの際のバイロットパルスの幅は、超音波パルスドップラ計測装置の中心周波数すなわち基準キャリア周波数の波長の半分の波長または1/4波長であるのが好ましい。このようにすることによりエコー信号の1波長における位相のずれ(拍動に伴うサンプリングサイトの変動によるもの)を正確に検出できる。

サンプルホールド回路49の出力は、バイロットパルスが、第1図の波形5a若しくは第3図のエコー信号2の拡大表示部分に示すグラウンドクラツタの零レベルに一致していれば、レベルは零になるが、第1図の波形5bに示すように脈管系の拍動によってグラウンドクラツタの位相がずれば、サンプルホールド回路49は、一定のレベルを出力する。すなわちサンプルホールド回路49は、バイロットパルスのエコー信号に対するずれすなわち誤差信号 e_{er} を出力する。

この点について、第3図の下の部分に示した拡大波形図を用いて更に詳細に説明する。この図において、前回のエコーとして破線で示す位置(または時間)でバイロットパルスがサンプルホールド回路49に送られると、サンプルホールド回路49の出力レベルは零となる。しかし、次のサンプリングの場合にエコー信号が今回のエコーとして実線で示す位置にずれると、同じ位置にあるバイロットパルスでサンプリングを行えば、サンプルホールド回路49は誤差信号 e_{er} のレベルを出力する。これにより、位相差が0°及び180°のときは、サンプルホールド回路49の出力は零となり、それ以外のときには、エコー信号に対応したレベルの直流出力となる誤差信号 e_{er} を発生する。

この誤差信号 e_{er} は、スイッチ56を介して積分器50に送られ、ここで誤差信号 e_{er} が積分される。積分器50には、サンプリングサイトの深さに対応する初期値(直流レベル)がプリセット回路57から与えられており、この初期値が誤差信号 e_{er} に加えられる。積分器50、初期値に誤

差信号 e_{er} の積分値を重畠して位相差に対応したサンプル深さレベルを比較器 47 に出力する。比較器 47 は、このサンプル深さレベルに応じた位置で立ち下がる方形波（第 2 図の波形 7）を出力し、微分器 48 からのパイロットパルスのタイミングを調整し、これによつて、サンプルホールド回路 49 の出力が零になる。換言すれば、パイロットパルスは、脈管系の拍動によるエコー信号のずれすなわち位相差があつても、そのずれを補償するように、送波パルスからの遅延時間が自動的に追従させられる。従つて、このパイロットパルスによつてトリガされるモノマルチ 51 は拍動により変動するサンプリングサイトに対応した時間で一定幅のレンジゲート信号を出力する。これにより、ゲート 52 は、拍動によつてサンプリングサイトが変動しても、自動的に目的とすらサンプリングサイトに追従してスイッチをオン・オフし、所望部分のドプラ信号を出力する。

なお、スイッチ 56 は、サンプル深さレベルの初期値を設定するときにオフにされるだけで、通常はオンのままにされている。また、上記のように、サンプルホールド回路 49 は、サンプリングサイトの位置に調時されたパイロットパルスによつてエコー信号をサンプリングしているのであるから、第 4 図の破線で示すように、誤差信号 e_{er} を低減通過フィルタ 54 に入力して、繰り返し周波数の半分までの周波数成分を抽出するとベースバンドドプラ信号を得ることができる。しかし、このパイロットパルスの幅が極めて狭いため、サンプリングされるサンプルボリュームが小さくなり、距離分解能は高いが、S/N 比が低下する不利がある。このため、モノマルチ 51 によつてパイロットパルスは一定幅のレンジゲート信号に変換される。このように、サンプリングパルスの幅が一定幅に形成されても、実用上、距離分解能の低下はそれほどでなく、他方サンプルボリュームが大きくなり S/N 比が向上するので好ましい。

上記の説明から、ドプラ信号を得るために、

1 エコー信号

2 基準キャリア周波数信号

3 レンジゲート信号

の 3 つの信号の乗積をとり、これを低域通過フィルタによって平均化すればよいことが、明らかであろう。すなわち、第 4 図においては、平衡復調

器 53 とゲート 52 と低域通過フィルタ 54 とがその乗積演算を行う。しかし、この乗積演算の順序は、この例に限られない。乗積演算の幾つかの例が第 5 a 図、第 5 b 図及び第 5 c 図に示されている。第 5 a 図の例は、基準キャリア発振器 40 と復調器 53 の間にゲート 52 が設けられたもので、基準キャリアがゲート 52 によつてサンプリングサイトに対応する時間で区切られ、これがエコー信号とともに復調器 53 に入力され、フィルタ処理される。第 5 b 図の例は、第 4 図のものと同じであつて、基準キャリア発振器 40 とエコー信号とが復調器 53 に連続的に入力され、復調器 53 の出力はゲート 52 によつてサンプリングサイト部分を抽出している。第 5 c 図の例は、エコー信号をレンジゲート信号で抽出し、その後基準キャリアを乗積演算するものである。これらの乗積演算はいずれでもよいが、第 5 b 図（第 4 図）のものが、パイポーラビデオ信号を得ができる点でやや好ましい。

20 血流計測の対象となる脈管系において、比較的大径の血管や中空臓器の内腔の局所を計測せんとする場合、第 6 a 図に示すように、探触子 TD の音線 L 上のサンプルボリューム S.V. は、その内腔に収まり、その内腔内を分割することさえできる。すなわち、大血管 A の内部の流れ F はサンプルボリューム S.V. を包囲し、この状態で得られるエコーの中のサンプルボリューム S.V. は、同図の下部に示すように、2 つの管壁のエコー W に囲まれた、レベルは低いがドプラシフトの大きい流れ 25 区間の中であつて、この流れ区間に囲まれた小さい領域となる。

この場合において、サンプルボリューム S.V. が血管 A の外側にはみ出すことを防止するには、サンプルボリューム S.V. をいずれかの管壁のエコー 30 W の位相に追従させればよい。従つて、パイロットパルスをいずれかの管壁のエコー W に追従させて、サンプルボリューム S.V. が流れ F の中にあるようにさせればよく、第 1 実施例の超音波パルスドプラ計測装置によつて、パイロットパルス及び 35 レンジゲート信号を得ればよい。すなわち、この第 6 a 図の例は、グラウンドクラッタではなく、大きいレベルのエコーにパイロットパルスを追従させる例である。

40 第 1 実施例の超音波パルストップラ計測装置は、

1つの狭い幅のパイロットパルスを、サンプリングサイトのグラウンドクラッタ追従させるようにし、サンプリングサイトを自動的に追従させるものである。また、第6a図の場合はサンプルボリュームS.V.が流れの中に入ってしまう場合に大きいレベルのエコーにパイロットパルスを追従させるものである。

しかし、これとは別に、グラウンドクラッタの平均位相を見出し、この平均位相にパイロットパルスを追従させることも可能である。例えば、血流計測の対象物が小血管のような小さいものの場合には、サンプルボリュームS.V.がその中に含まれてしまうことがある。第6b図は、このような例を示すもので、この図では、小血管A'の血流計測のためのサンプルボリュームS.V.が血管A'の流れF'の両側にはみ出し、同図の下部に示されるように、計測のデータとなるエコーの中のサンプルボリュームS.V.は管壁のエコーW'を越えている。

このような小さい対象物の場合には、図示のために明確に描かれているものの、実際には管壁のエコーW'は判然としない。特に拍動によつて変動する場合にはその特定は困難になる。しかし、都合のよいことにサンプルボリュームS.V.の中にいて、管壁の反射波が主体となるグラウンドクラッタはレベルが大きくなるので、その大レベル部分がサンプリングサイトとなる。従つて、サンプルボリュームS.V.内のグラウンドクラッタ全体の平均位相を検出し、その結果を、第4図の計測装置のパイロットパルスのタイミングの調整回路と同様に、比較器を介して微分器に帰還させて、パイロットパルスのタイミングすなわち遅延時間を定め、またレンジゲート信号は、小血管A'の幅に合わせてできるだけその幅すなわち時間を短く設定すればよい。

第7図は、第6b図のような、パイロットパルスをグラウンドクラッタの平均位相に追従させる場合の、超音波パルスドプラ計測装置の要部を示している。すなわち、第7図の回路は、第4図の計測装置の帰還ループの部分だけが変更されるもので、それ以外の部分は、第4図の回路構成であることを理解されたい。また、第7図の回路において、第4図と同じ回路素子には同じ符号が付されている。

第7図において、基準キャリア発振器40の信号と、第4図の可変ゲイン増幅器45からのエコー信号とが平衡復調器53に入力され、この変調器53の出力はスイッチまたはゲート52に送られる。ゲート52ではモノマルチ51からのレンジゲート信号により入力信号がサンプリングサイトに合わせて区切られる。その後、低域通過フィルタ54によりドプラ信号が出力される。これらの点は、第4図の計測装置と同じであるので詳しい説明を省略する。

第7図の装置が、第4図の計測装置と異なるのは、パイロットパルスを得るための回路構成である。すなわち、第4図のサンプルホールド49が除かれ、この実施例においては、パイロットパルスのタイミングを調整するため、ゲート52からの信号が積分器50に入力される。なお、積分器50へのゲート52の信号の入力の際、帰還特性を改善するため補償回路54'を介在させてもよい。この補償回路54'は、例えば、低域通過フィルタであり、これによりエコー信号の平均化が図れる。また、平均化の点において、破線で示すように、低域通過フィルタ54の出力をそのまま積分器50に入力することもできる。

積分器50では、第4図の計測装置と同様に、初期値がプリセット回路57から与えられ、積分演算後、積分器の出力は比較器47の一方の端子に入力される。比較器47の他方の端子には、第4図のTCC信号が入力され、ここで方形波信号が作られる。この信号は微分器48によってパイロットパルスに変換され、このパルスがモノマルチ51をトリガする。モノマルチ51からの信号すなわちレンジゲート信号の幅は、第6b図に関連して説明したように、サンプリングサイトのサンプルボリュームS.V.に合わせて小さくされるのが好ましい。

この第7図の計測装置のパイロットパルスのタイミングは、上記のように、サンプリングサイトのエコー信号のグラウンドクラッタの平均位相によつて定められるので、追従がやや曖昧になる。しかし、サンプリングサイトの追従が自動的に行われているため、抹消血管の血流計測やある組織の血流を総体的にとらえる場合に便利に用いることができる。

ところで、今までの実施例において、パイロッ

トパルス及びレンジゲート信号は、サンプリングサイトに対して一致しており、またバイロットパルスはレンジゲート信号の開始を定めるように発生させている。一般的血流計測においては、このようなタイミングで充分であるが、計測の仕方によつては、バイロットパルスをサンプリングサイトより後方に置いたり、レンジゲート信号をバイロットパルスの後ろあるいは前に置いたりした方がよい場合もある。

第8図は、バイロットパルス及びレンジゲート信号のタイミングを変更させる場合の波形図を示している。第8図において、上段から6番目までの波形は、第2図の波形図と全く同じであり、説明を省略する。

第8図において、波形3'は、レンジゲート信号の立ち下がり部分を微分して得たパルスである。これをバイロットパルスとして用いれば、バイロットパルスの前にレンジゲート信号を置くことができる。また、レンジゲート4'に対して、それより広いレンジゲート信号4''を作り、その立ち下がり部分を微分してバイロットパルス3''を作つて、レンジゲート信号の立ち下がり部分より遅れたバイロットパルスを得ることもできる。更に、レンジゲート信号4'及び4''から、波形4'''及び波形4''''に示す信号も作ることができる。これらのバイロットパルス信号及びレンジゲート信号を用いれば、バイロットパルスから一定の時間(サンプリングサイトから一定の距離)離れた位置でのサンプリングが自由に行える。

更に、波形3または波形7から、その後に続く波形9に示すような傾斜信号を作つて、これを適当なレル8'比較し、波形10のようなパルスを形成し、これを種々に利用することも可能である。

第8図で説明したバイロットパルスとレンジゲート信号の時間的変更については、バイロットパルスによらずに行うこともできる。例えば、第9図のように、レンジ信号となるTCC信号6を利用して、この信号のサンプル深さレベルを示すレベル8でバイロットパルス3を得る一方で、レベルの違う信号8''及び8'''によって、信号10'及び10''を得る方法もある。このように、TCC信号を利用した場合、得られた信号10'及び10''の位置がバイロットパルス3に対して比例し

た位置として表される。従つて、このレンジゲートを用いた場合、そのサンプリングされる区間の位置が簡単に計算できる利点がある。

なお、今までの実施例の説明において、バイロットパルスのタイミングの調整は、アナログ手法を用いたが、これは、デジタル手法でも可能であることは言うまでもない。デジタル手法を用いた場合、レベルはカウンタのカウント値に対応し、積分器はカウンタに対応し、定率の被積分電流は定周波のクロックに対応することになる。また、帰還ループは、アップダウンカウンタによつて接続すれば、先の実施例と同様のバイロットパルスのタイミングの調整ができる。

更に、本発明のバイロットパルス及びレンジゲート信号の作成は、マイクロプロセッサ等を利用したコンピュータシステムでも実現できる。

発明の効果

本発明による医用超音波パルスドプラ計測装置は、繰り返し周波数の周期の間で直線的に傾斜するレンジ信号を形成する手段と、このレンジ信号をサンプリングサイトに対応するサンプル深さレベルと比較する手段と、レンジ信号がサンプル深さレベルを切る点で狭幅のバイロットパルスを形成する手段と、検波されたエコー信号が入力され且つバイロットパルスによつてサンプリング動作を行うサンプルホールド手段と、サンプルホールド手段の出力を受けて一定のサンプル深さレベルを形成する手段と、バイロットパルスからサンプリングサイトに対応する幅のパルス状のレンジゲート信号を形成し、該レンジゲート信号をゲートの制御端子に入力する手段とから成るので、バイロットパルスが、サンプリングサイトのサンプルボリューム部分に常に追従し、従つて計測データは脈管系の拍動によつてサンプリングサイトが変動しても確実に目的とする所定のサンプリングサイトのサンプルボリューム部分のものになり、医学上の診断を確実にする。

また、本発明によれば、上記のような医用超音波パルスドプラ計測装置であるが、前記のサンプルホールドをなくし、前記ゲートを通過したエコー信号を受けてこの信号をエコー信号に対応したサンプル深さレベル信号に形成する手段と、前記バイロットパルスから前記感心区間に対応する幅のパルス状のレンジゲート信号を形成し、該レン

ジゲート信号を前記ゲートの制御端子に入力する手段とから成ることを特徴とする医用超音波パルスドプラ計測装置が提供され、これによれば、サンプルボリューム部分が小さい場合であつても、その位相平均が追従の対象とされるので、計測データは脈管系の拍動によつてサンプリングサイトが変動しても目的とする所定のサンプリングサイトのサンプルボリューム部分のものになり、医学上の診断を確実にする。特に、この位相平均に追従する場合、抹消血管の血流計測やある組織の血流を総体的にとらえる場合に便利に用いることができる。

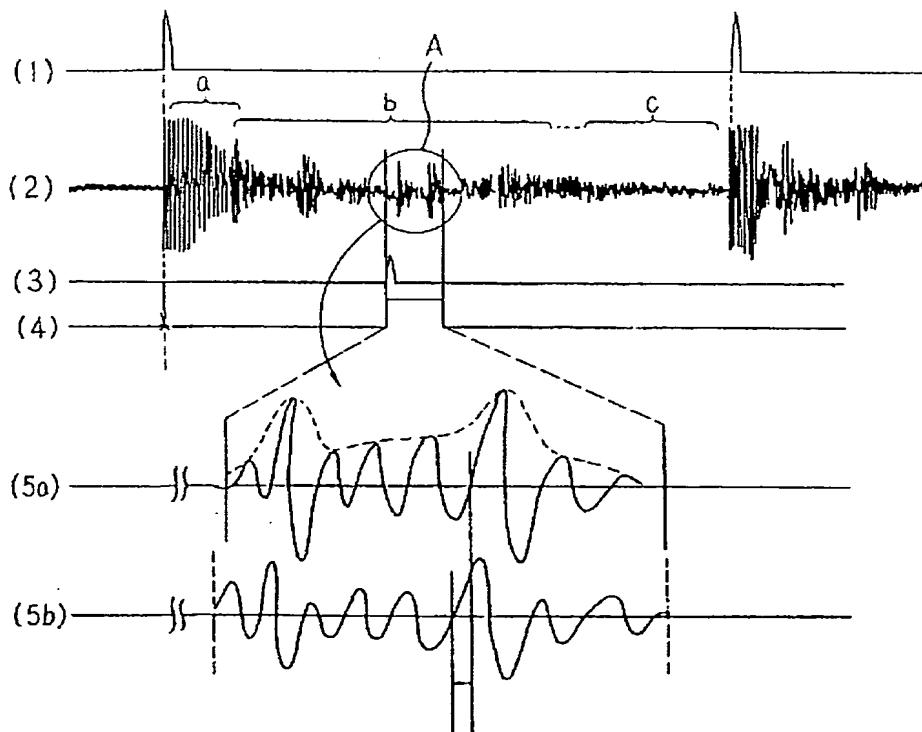
図面の簡単な説明

第1図及び第2図は、本発明の原理を示す波形図、第3図は、第4図に示す本発明の超音波パルスドプラ計測装置の要部の波形図、第4図は、本発明の超音波パルスドプラ計測装置の1実施例の回路図、第5a図、第5b図及び第5c図は、ドプラ信号を得るための計測装置の回路部分の種々の例を示す回路図、第6a図及び第6b図は、超音波パルスドプラ計測装置の探触子と被検体との

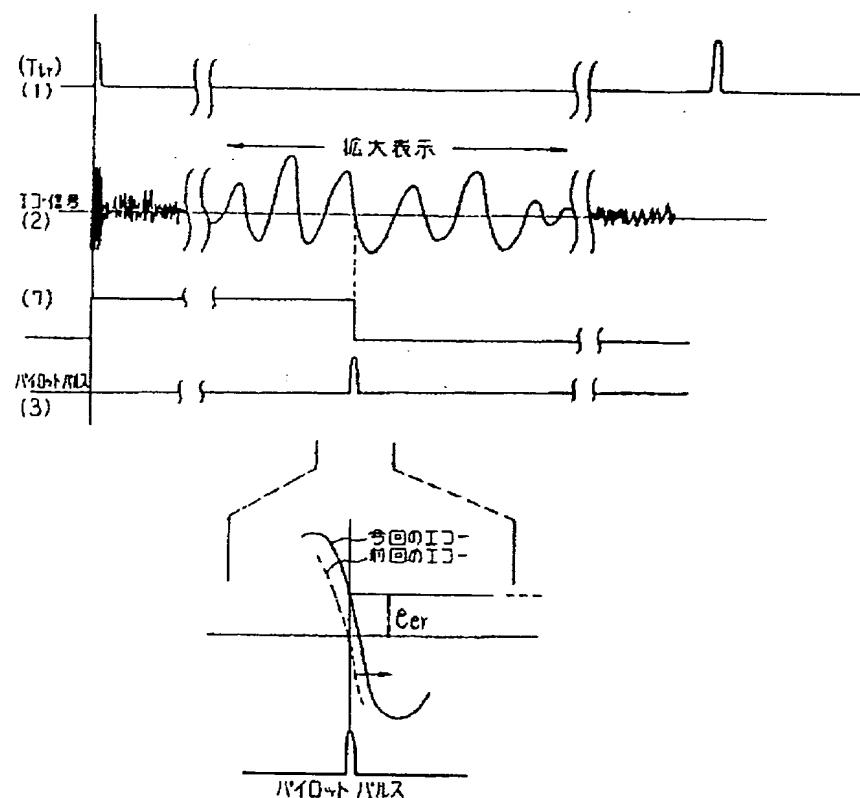
関係を説明する図、第7図は、超音波パルスドプラ計測装置の変形例の要部の回路図、第8図及び第9図は、バイロットパルスとレンジゲート信号のタイミングを変更した種々の例を示す波形図である。

符号の説明、1……トリガパルスの波形、B 2 ……超音波エコー信号、3 ……バイロットパルス、4 ……レンジゲート信号、6 ……レンジ信号、8 ……サンプル深さレベル、40 ……基準キヤリア発振器、41 ……カウンタ、42 ……トリガパルス発生器、43 ……送波パルス発生器、44 ……検波器、45 ……可変ゲイン増幅器、46 ……定率積分器(TGC信号発生器)、47 ……比較器、48 ……微分器、49 ……サンプルホールド、50 ……積分器、51 ……モノマルチ、52 ……ゲート(アナログスイッチ)、53 ……平衡復調器(B.DEM)、54 ……低域通過フィルタ、55 ……ビデオ検波器、56 ……スイッチ、57 ……プリセット回路、54' ……補償回路、TD ……探触子、S.V. ……サンプルボリューム、L ……音線。

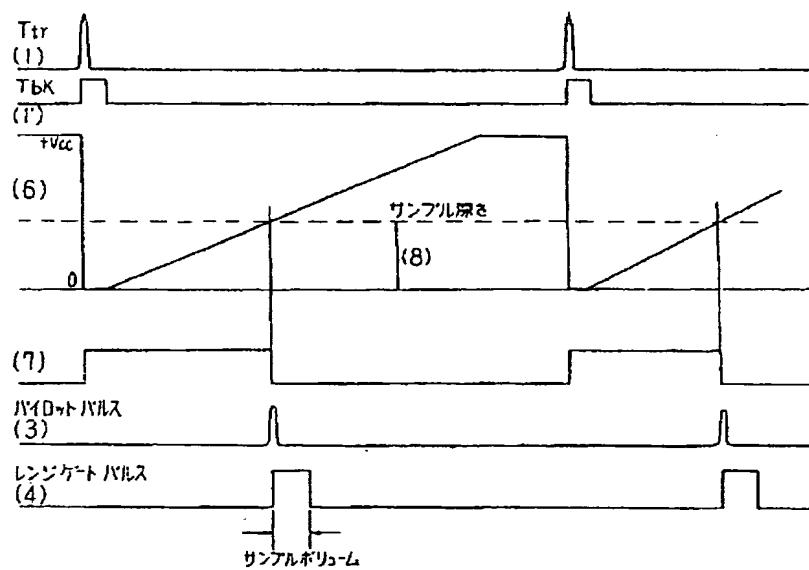
第1図



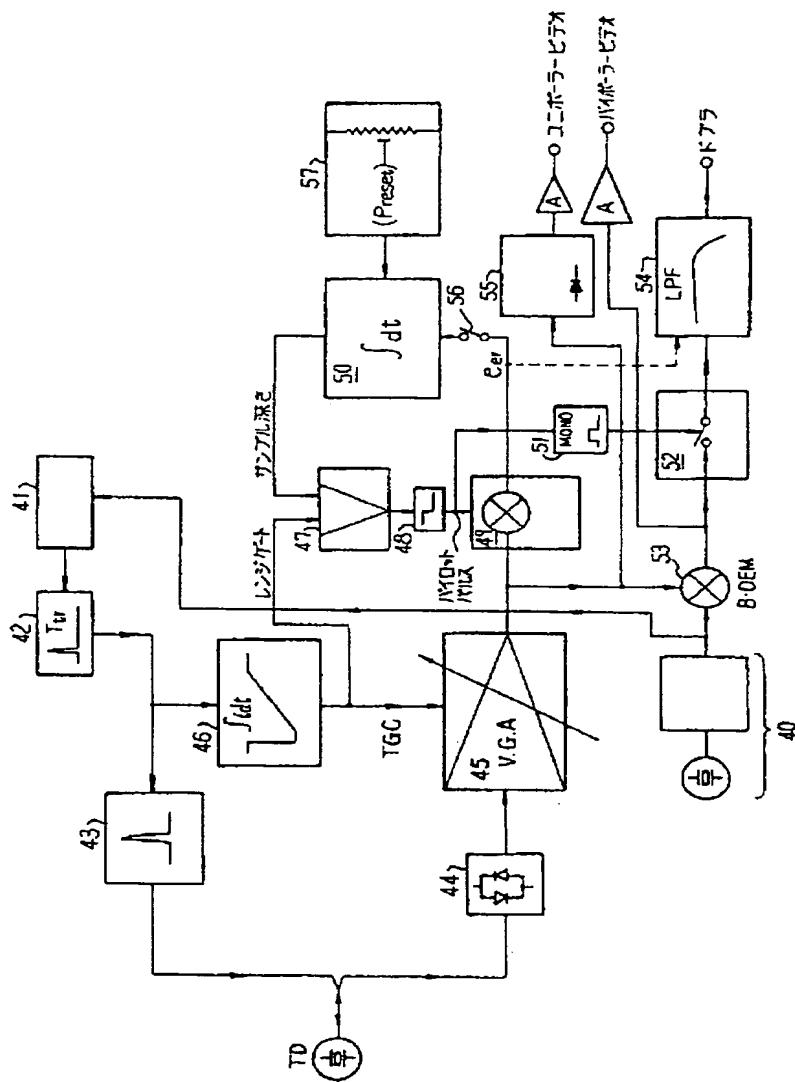
第3図



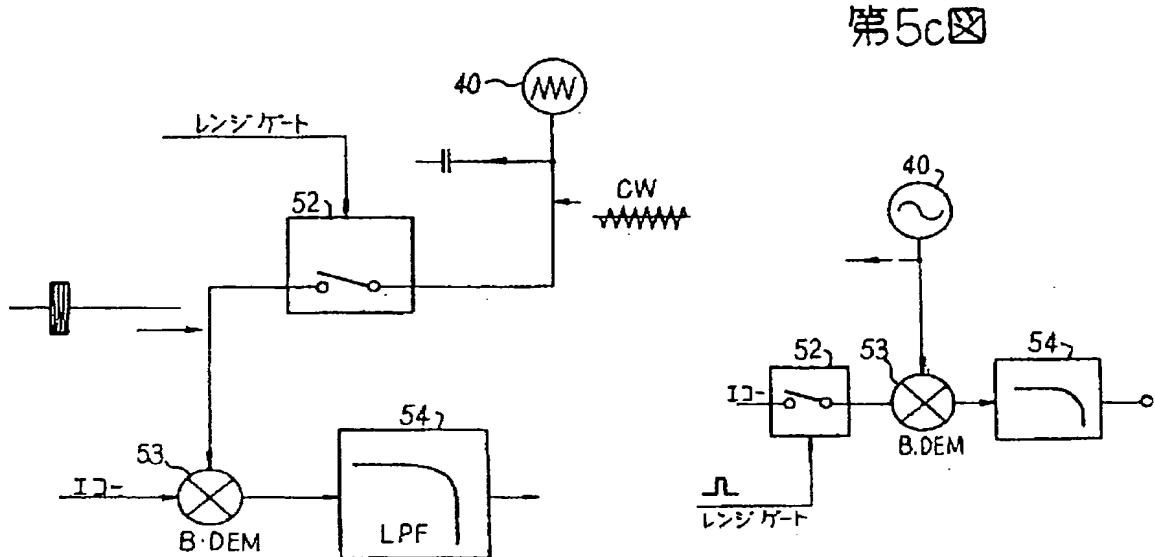
第2図



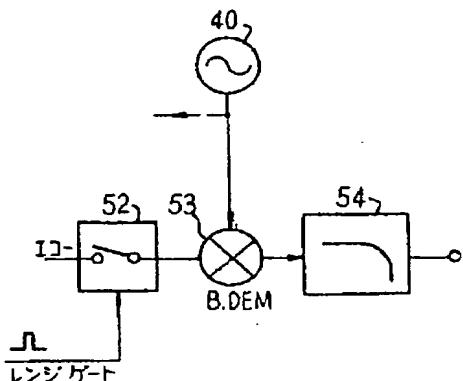
第4図



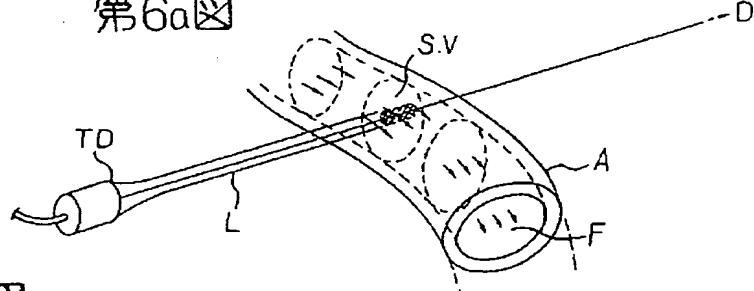
第5a図



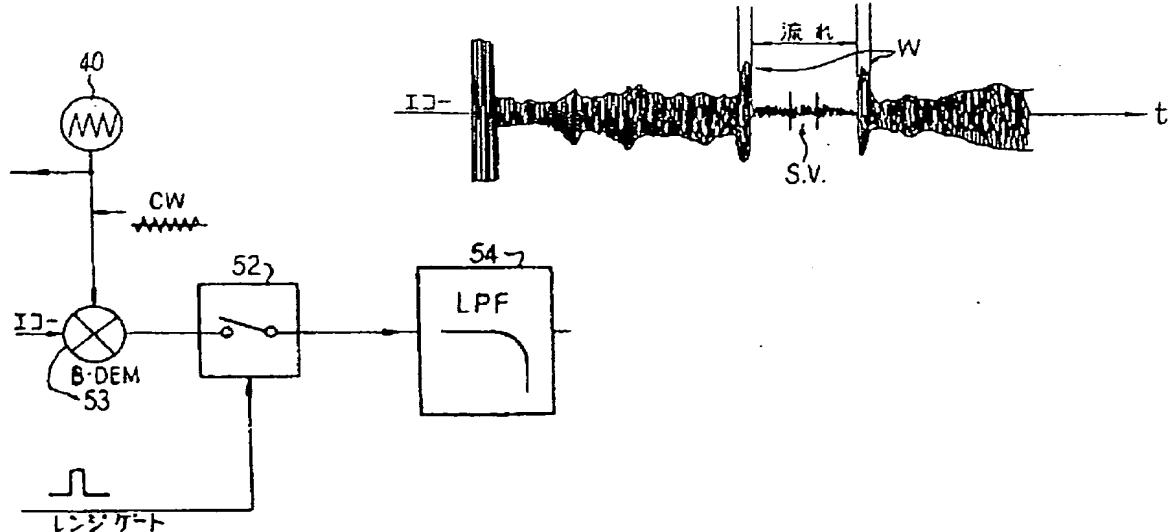
第5c図



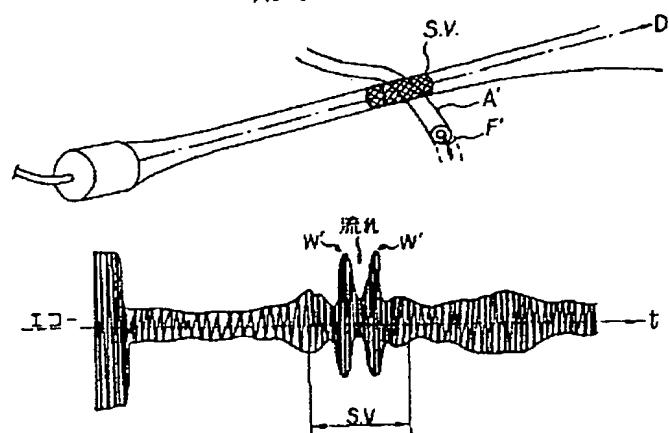
第6a図



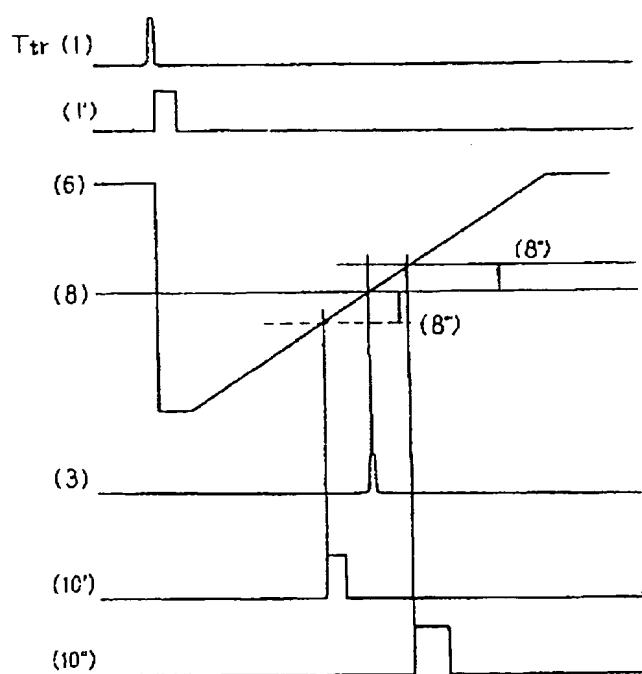
第5b図



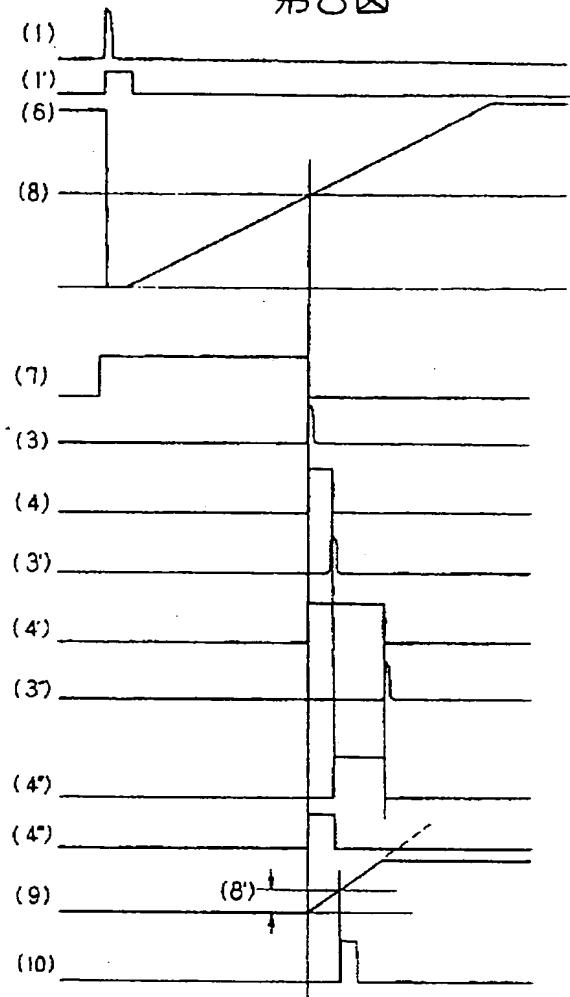
第6b図



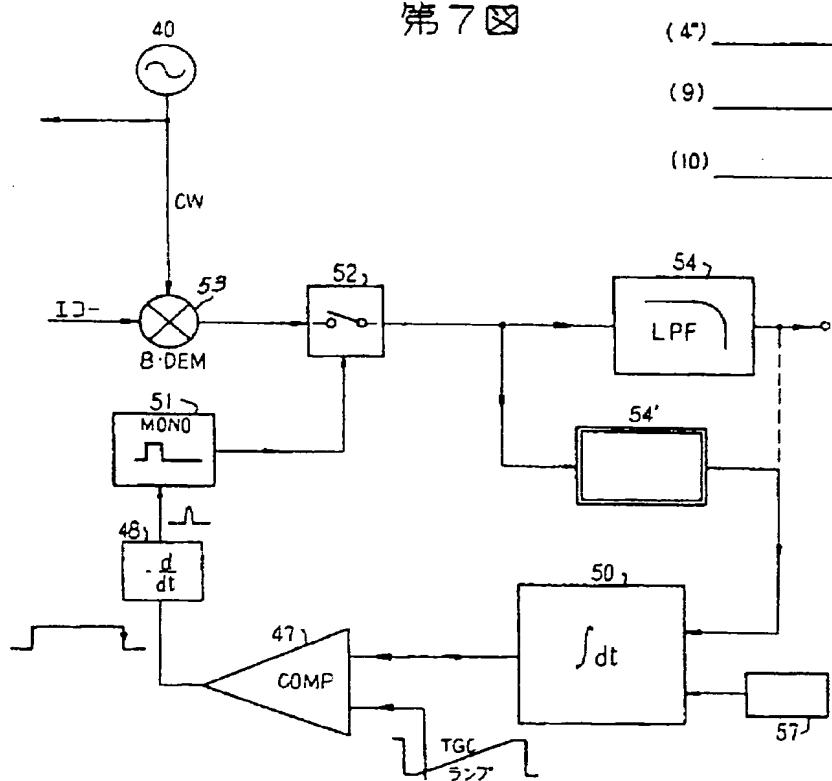
第9図



第8図



第7図



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record.**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.